



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**  
10 **DE 198 35 873 A 1**

51 Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**G 01 N 23/083**  
A 61 B 6/03

21 Aktenzeichen: 198 35 873.3  
22 Anmeldetag: 7. 8. 98  
43 Offenlegungstag: 12. 5. 99

DE 198 35 873 A 1

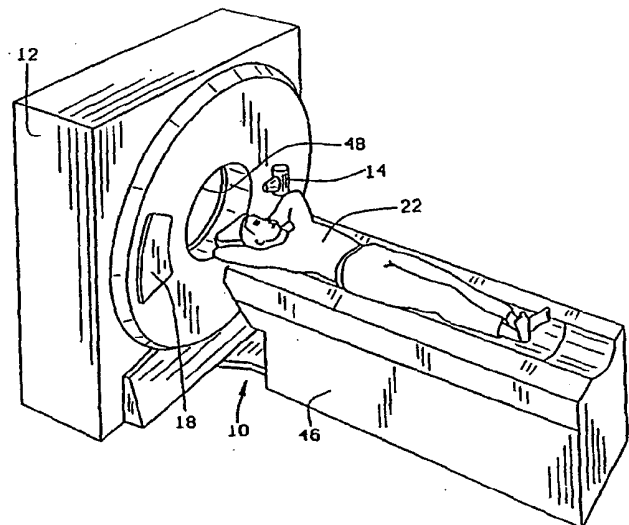
30 Unionspriorität:  
965821 07. 11. 97 US  
71 Anmelder:  
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US  
74 Vertreter:  
Tiedtke, Bühling, Kinne & Partner, 80336 München

72 Erfinder:  
Hsieh, Jiang, Waukesha, Wis., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

54 Verfahren und Vorrichtung zur Zellenkopplung bei einem Mehrschnittcomputer-Tomographie-System

57 Erfindungsgemäß ist eine Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung offenbart, die eine Inkompatibilität zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von DAS-Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen beseitigt. Gemäß einem Ausführungsbeispiel sind zumindest einige Erfassungszellen auf einer Seite der Erfassungseinrichtung (18) außerhalb des Sichtfeldes in Paaren verdrahtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 2 mm-Kanälen auszubilden, und auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung (18) außerhalb des Sichtfeldes sind zumindest einige Erfassungszellen miteinander verdrahtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 3 mm-Kanälen auszubilden. Eine derartige Kopplung von Erfassungszellen vermeidet die Durchführung signifikanter Hardware- und Softwareänderungen bei bekannten Mehrschnitt-CT-Systemen.



DE 198 35 873 A 1

Die vorliegende Erfindung betrifft im allgemeinen eine Computer-Tomographie-(CT-)Abbildung und insbesondere einen Erfassungsaufbau und eine Bildrekonstruktion in einem CT-System.

Bei zumindest einem bekannten CT-Systemaufbau projiziert eine Röntgenstrahlquelle einen fächerförmigen Strahl, der kollimiert ist, daß er in einer XY-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die im allgemeinen als Abbildungsebene bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl fällt durch den abgebildeten Gegenstand, wie einen Patienten. Nachdem der Strahl durch den Gegenstand gedämpft wurde, trifft er auf ein Array von Strahlungserfassungseinrichtungen. Die an dem Erfassungsarray empfangene Intensität der gedämpften Strahlung hängt von der Dämpfung des Röntgenstrahls durch den Gegenstand ab. Jedes Erfassungselement des Arrays erzeugt ein separates elektrisches Signal, das ein Maß der Strahldämpfung am Erfassungsort ist. Die Dämpfungsmaße von allen Erfassungseinrichtungen werden separat zur Erzeugung eines Übertragungsprofils erfaßt.

Bei bekannten CT-Systemen der dritten Generation drehen sich die Röntgenstrahlquelle und das Erfassungsarray mit einem Faßlager in der Abbildungsebene und um den abzubildenden Gegenstand, so daß sich der Winkel, an dem der Röntgenstrahl den Gegenstand schneidet, konstant ändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahldämpfungsmaßen, d. h. Projektionsdaten, von dem Erfassungsarray bei einem Faßlagerwinkel wird als Ansicht bezeichnet. Eine Abtastung des Gegenstands umfaßt einen Satz von Ansichten bei verschiedenen Faßlagerwinkeln während einer Umdrehung der Röntgenstrahlquelle und der Erfassungseinrichtung. Bei einer axialen Abtastung werden die Projektionsdaten zur Ausbildung eines Bildes verarbeitet, das einem zweidimensionalen Schnitt durch den Gegenstand entspricht.

Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird in der Technik als gefiltertes Rückprojektionsverfahren bezeichnet. Bei diesem Verfahren werden die Dämpfungsmaße von einer Abtastung in ganze Zahlen, sogenannte CT-Zahlen oder Hounsfield-Einheiten umgewandelt, die zur Steuerung der Helligkeit eines entsprechenden Bildelements auf einer Kathodenstrahlröhrenanzeigeeinrichtung verwendet werden.

Zur Verringerung der Gesamtabtastzeit kann eine Wendelabtastung durchgeführt werden. Zur Durchführung einer Wendelabtastung wird der Patient bewegt, während die Daten für die vorgeschriebene Anzahl von Schnitten erfaßt werden. Bei einem derartigen System wird eine einzelne Wendel aus einer Fächerstrahlwendelabtastung erzeugt. Die durch den Fächerstrahl ausgebildete Wendel liefert Projektionsdaten, aus denen Bilder an jedem vorgeschriebenen Schnitt rekonstruiert werden können.

Mehrschnitt-CT-Systeme werden zum Erhalten von Daten für eine erhöhte Anzahl von Schnitten während einer Abtastung verwendet. Bekannte Mehrschnittssysteme enthalten typischerweise Erfassungseinrichtungen, die im allgemeinen als zweidimensionale Erfassungseinrichtungen bekannt sind. Bei derartigen zweidimensionalen Erfassungseinrichtungen bildet eine Vielzahl von Erfassungszellen separate Spalten oder Kanäle, und die Spalten sind in Reihen angeordnet. Jede Reihe von Erfassungseinrichtungen bildet einen separaten Schnitt. Beispielsweise weist eine Zwei-Schnitt-Erfassungseinrichtung zwei Reihen von Erfassungszellen auf, und eine Vier-Schnitt-Erfassungseinrichtung weist vier Reihen von Erfassungszellen auf. Während einer Mehrschnittabtastung werden viele Reihen der Erfassungszellen gleichzeitig von dem Röntgenstrahl getroffen, und daher werden Daten für mehrere Schnitte erhalten.

Bisher wurde angenommen, daß zum Hinzufügen von Reihen von Erfassungszellen zu einem CT-System signifikante Hardware- und Softwareänderungen erforderlich sind. Insbesondere tastet ein Datenerfassungssystem typischerweise analoge Daten von jeder Erfassungszelle ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur nachfolgenden Verarbeitung um. Werden daher Erfassungszellenreihen zu einem Erfassungsarray hinzugefügt, muß das Datenerfassungssystem zur Abtastung von Daten von den zusätzlichen Erfassungszellen modifiziert werden. Beispielsweise muß das Datenerfassungssystem für ein Zwei-Schnitt-System zur Abtastung zweimal sovieler Erfassungszellen verglichen mit einem Ein-Schnitt-System modifiziert werden. Gleichermäßen muß das Datenerfassungssystem für ein Vier-Schnitt-System zur Abtastung viermal sovieler Erfassungszellen verglichen mit einem Ein-Schnitt-System modifiziert werden.

Durch Erhöhung der Anzahl von Erfassungszellen wird die Menge an Daten, die über den Faßlagerkontakt übertragen werden muß, erhöht. Eine derartige erhöhte Datenmenge wird vorzugsweise in dem gleichen Zeitrahmen über den Kontakt übertragen, in dem Daten von einem System mit weniger Erfassungszellen übertragen werden, und daher muß mit der Erhöhung der Anzahl von Erfassungszellen die Datenübertragungsrate über den Kontakt typischerweise erhöht werden.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, Erfassungszellenreihen zu einem CT-System ohne das Erfordernis signifikanter Software- und Hardwareänderungen bei bekannten Systemen hinzuzufügen. Ein derartiges Mehrreihensystem sollte auch ohne Verschlechterung der Gesamtbildqualität ausgebildet werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung bzw. -Zellenanordnung gelöst, wodurch eine Inkompatibilität zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von Datenerfassungssystem-(DAS-)Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen beseitigt wird. Gemäß einem bestimmten Ausführungsbeispiel sind die Erfassungszellen (1 mm in der Breite außerhalb des zentralen Sichtfeldes Nummer 1 (FOV<sub>1</sub>)) auf einer Seite der Erfassungseinrichtung in Paaren verdrahtet, d. h. gekoppelt, um Sätze von 2 mm-Kanälen auszubilden, und auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes FOV sind einige Erfassungszellen miteinander verdrahtet, d. h. gekoppelt, um Sätze von 3 mm-Kanälen auszubilden, und einige Erfassungszellen sind zur Ausbildung von Sätzen von 2 mm-Kanälen gekoppelt. Eine derartige Kopplung bzw. Mehrfachanordnung von Erfassungszellen vermeidet die Ausführung signifikanter Hardware- und Softwareänderungen bei bekannten Mehrschnitt-CT-Systemen.

Ferner werden zur Vermeidung unerwünschter Artefakte und einer Auflösungsver schlechterung bei der Kombination einer Zweifach- und Dreifachzellenkopplung wie vorstehend beschrieben redundante Abtastmuster bei der Datenerfassung bzw. Datenbeschaffung verwendet. D. h., in jedem bei einer 360°-Faßlagerdrehung erfaßten Datensatz sind zwei vollständige Datensätze vorhanden, und es ist keine klare Grenze nach der Gewichtung ersichtlich, wie es nachstehend beschrieben ist. Ein Gewichtungsalgorithmus, der die Beiträge von den Dreifachzellen untergewichtet und den Beitrag von den entsprechenden Zweifachzellen übergewichtet, kann verwendet werden. Beispielsweise kann dem Dreifachzel-

lenkanal ein Gewichtungsfaktor  $\alpha(0 \leq \alpha < 1)$  zugeordnet werden, und den entsprechenden Zweifachzellenkanälen kann ein Gewichtungsfaktor  $2-\alpha$  zugeordnet werden. Die Gewichte in der  $\gamma$ -Richtung sollten kontinuierlich und unterscheidbar zur Vermeidung von Artefakten sein. Daher sollte zwischen den Gewichten der Zweifachzellen und den Gewichten der benachbarten Dreifachzellen eine glatte Übergangszone vorhanden sein. Bei dem Einfach-Zweifach-Zellenbereich können ähnliche Gewichte angewendet werden.

Die vorstehend beschriebene Kombination der Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung macht es möglich, daß Erfassungszellenreihen zu einem CT-System ohne das Erfordernis signifikanter Software- und Hardwareänderungen bei bekannten Systemen hinzugefügt werden können. Außerdem verschlechtert eine derartige Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung mit dem vorstehend beschriebenen Gewichtungsverfahren die Gesamtbildqualität nicht merklich.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die beiliegende Zeichnung näher beschrieben. Es zeigen:

**Fig. 1** eine bildliche Darstellung eines CT-Abbildungssystems,

**Fig. 2** ein schematisches Blockschaltbild des in **Fig. 1** dargestellten Systems,

**Fig. 3** eine schematische Darstellung einer Zellenkopplung gemäß einem Ausführungsbeispiel, und

**Fig. 4** ein Ausführungsbeispiel einer Gewichtskurve.

In den **Fig. 1** und **2** ist ein Computer-Tomographie-(CT-)Abbildungssystem **10** gezeigt, das ein Faßlager **12** enthält, das eine CT-Abtasteinrichtung der dritten Generation darstellt. Das Faßlager **12** weist eine Röntgenstrahlquelle **14** auf, die einen Röntgenstrahl **16** in Richtung eines Erfassungsarrays **18** auf der entgegengesetzten Seite des Faßlagers **12** projiziert. Das Erfassungsarray **18** ist aus Erfassungselementen **20** gebildet, die zusammen die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die durch einen medizinischen Patienten **22** hindurchgehen. Jedes Erfassungselement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls und damit die Dämpfung des Strahls darstellt, wenn er durch den Patienten **22** hindurchfällt. Während einer Abtastung zur Erfassung von Röntgenstrahlprojektionsdaten drehen sich das Faßlager **12** und die daran angebrachten Komponenten um einen Drehmittelpunkt **24**.

Die Drehung des Faßlagers **12** und der Betrieb der Röntgenstrahlquelle **14** werden durch eine Steuereinrichtung **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Die Steuereinrichtung **26** enthält eine Röntgenstrahlsteuereinrichtung **28**, die die Röntgenstrahlquelle **14** mit Energie und Zeitsignalen versorgt, und eine Faßlagermotorsteuereinrichtung **30**, die die Drehgeschwindigkeit und Position des Faßlagers **12** steuert. Ein Datenerfassungssystem (DAS) **32** in der Steuereinrichtung **26** tastet analoge Daten von den Erfassungselementen **20** ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur nachfolgenden Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **34** empfängt abgetastete und digitalisierte Röntgenstrahlraten von dem Datenerfassungssystem **32** und führt eine Hochgeschwindigkeitsbildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird einem Computer **36** als Eingangssignal zugeführt, der das Bild in einer Massenspeichereinrichtung **38** speichert. Der Computer **36** enthält einen Prozessor und gemäß einem Ausführungsbeispiel ordnet der Prozessor den durch das Datenerfassungssystem **32** erfaßten Daten Gewichte zu, wie es nachstehend näher beschrieben ist.

Der Computer **36** empfängt auch Befehle und Abtastparameter von einem Bediener über eine Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist. Eine zugehörige Kathodenstrahlröhrenanzeigereinrichtung **42** ermöglicht es dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten von dem Computer **36** zu überwachen. Die von dem Bediener zugeführten Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** zur Ausbildung von Steuersignalen und Informationen für das Datenerfassungssystem **32**, die Röntgenstrahlsteuereinrichtung **28** und die Faßlagermotorsteuereinrichtung **30** verwendet. Außerdem bedient der Computer **36** eine Tischmotorsteuereinrichtung **44**, die einen motorisierten Tisch **46** zur Positionierung des Patienten **22** im Faßlager **12** steuert. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Abschnitte des Patienten **22** durch eine Faßlageröffnung **48**.

Die bekannten Wendelrekonstruktionsalgorithmen können allgemein in einen Wendelextrapolations-(HE-)Algorithmus oder einen Wendelinterpolations-(HI-)Algorithmus eingeteilt werden. Diese Algorithmen wenden typischerweise einen Gewichtungsfaktor bei den Projektionsdaten zur Rekonstruktion eines Bildes an. Dieser Gewichtungsfaktor beruht im allgemeinen sowohl auf dem Fächerwinkel als auch dem Ansichtswinkel.

Bei der folgenden Beschreibung gekoppelter Erfassungsarrays wird manchmal insbesondere auf Mehrschnitt-CT-Abtasteinrichtung bezug genommen, die typischerweise Erfassungsarrays mit zwei, vier oder mehreren Reihen von Erfassungselementen oder Erfassungszellen enthalten. Die gekoppelten Erfassungsarrays und die Signalschätzung bzw. -bewertung sind jedoch nicht auf die Ausübung in Verbindung lediglich mit Zwei- und Vier-Schnitt-Abtasteinrichtungen beschränkt, und können auch bei anderen Mehrschnitt-CT-Abtasteinrichtungen mit mehr oder weniger Erfassungszellenreihen verwendet werden. Außerdem kann die nachstehend beschriebene Zellenkopplung bei einer Einfach-Schnitt-Erfassungseinrichtung zur Verringerung der Kosten des Datenerfassungssystems angewendet werden, und die Erfassungszellenkopplung kann auch in Verbindung mit axialen Abtastungen, d. h. in einem Schritt- und Aufnahme-Modus verwendet werden.

Gemäß einem Ausführungsbeispiel wird die Inkompatibilität in einer Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von DAS-Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen durch die Kopplung von Erfassungskanälen beseitigt. Das heißt, gemäß **Fig. 3** sind die Erfassungszellen im Bereich **1** auf einer Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes FOV in Paaren bzw. paarweise verdrahtet, d. h. gekoppelt, um Sätze von 2 mm-Kanälen auszubilden. Im Bereich **2** auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes FOV sind die Erfassungszellen miteinander verdrahtet, d. h. gekoppelt, um Sätze von sowohl 2 mm- als auch 3 mm-Kanälen auszubilden. Eine derartige Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung vermeidet die Ausführung signifikanter Hardware- und Software-Änderungen bei bekannten Mehrschnitt-CT-Systemen.

Der erste Schritt bei der Rekonstruktion ist die Entkopplung von Zellen zum Erhalten von Einfach-Zellen-Daten. Dieser Schritt wird nach einigen vorausgehenden Kalibrierungsschritten, wie beispielsweise einer Offset-Korrektur durchgeführt. Der Entkopplungsvorgang ist im wesentlichen ein Interpolationsvorgang. Beispielsweise kann ein Lagrange-Interpolierer verwendet werden. Obwohl das Einfach-Zellen-Ablesen aus Zweifach-/Dreifachzellen geschätzt bzw. bewer-

tet werden kann, tritt ein merklicher Verlust an Auflösung auf. Infolgedessen sind einige Alias-Artefakte vorhanden.

Zur Vermeidung unerwünschter Artefakte und einer Auflösungsver schlechterung bei der Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung wie vorstehend beschrieben werden redundante Abtastmuster bei der Datenerfassung verwendet. Gemäß Fig. 3 hat eine Zelle A an der Grenze zwischen dem Bereich 1 und dem Sichtfeld FOV eine unterschiedliche Entfernung von dem Isozentrum bzw. Brennpunkt (ISO) bezüglich der Zelle B an der Grenze zwischen dem Bereich 2 und dem Sichtfeld FOV. Infolgedessen ist nach der Gewichtung keine klare Grenze ersichtlich. Insbesondere sind in einem bei einer 360°-Faßlagerdrehung erfaßten Datensatz zwei vollständige Datensätze vorhanden. Die doppelten Abtastpaare erfüllen die folgende Beziehung:

$$\begin{cases} \beta_2 = \beta_1 + \pi + 2\gamma_1 & \text{und} \\ \gamma_2 = -\gamma_1, \end{cases} \quad (1)$$

wobei  $\beta_1$  und  $\beta_2$  die (An-)sichtwinkel und  $\gamma_1$  und  $\gamma_2$  die Fächerwinkel der zwei Abtastungen darstellen. Die Abtastpaare befinden sich immer auf der entgegengesetzten Seite der Erfassungseinrichtung. Die komplementären Abtastpaare, die den Dreifachzellen auf der rechten Seite der Erfassungseinrichtung entsprechen, sind die Zweifachzellen, die sich auf der linken Seite befinden.

Daher kann ein Gewichtungsverfahren verwendet werden, das die Beiträge von den Dreifachzellen untergewichtet und den Beitrag von den entsprechenden Zweifachzellen übergewichtet. Beispielsweise kann dem Dreifachzellenkanal ein Gewichtungsfaktor  $\alpha$  ( $0 \leq \alpha < 1$ ) zugeordnet werden, und den entsprechenden Zweifachzellenkanälen kann ein Gewichtungsfaktor  $2-\alpha$  zugeordnet werden. Die Gewichte in der  $\gamma$ -Richtung sollten kontinuierlich und unterscheidbar zur Vermeidung von Artefakten sein. Daher sollte zwischen den Gewichten der Zweifachzellen und den Gewichten der benachbarten Dreifachzellen eine glatte Übergangszone vorhanden sein.

Beispielsweise stellt Fig. 3 ein Ausführungsbeispiel einer Gewichtungskurve dar. Die komplementäre Abtastpaare bilden den Zweifachkanäle weisen Gewichte von  $2-w$  auf. Für den Übergang von den Zweifachzellenkanälen ( $w = 1$ ) auf die Dreifachzellenkanäle können folgende Gewichte zugeordnet werden:

$$w(x) = 1 - (1 - \alpha) \left[ 3 \left( \frac{x}{\delta} \right)^2 - 2 \left( \frac{x}{\delta} \right)^3 \right] \quad 0 \leq x \leq \delta \quad (2)$$

wobei  $\delta$  die Übergangsbreite ist, und  $x$  derart gewählt ist, daß an der Zweifach-/Dreifach-Zellengrenze  $x = \delta$  gilt. Der Dreifach-zu-Zweifach-Zellenübergang stellt das einfache Spiegelbild der vorstehenden Gleichung dar. Bei den Zweifach-/Einfach-Zellenpaaren können ähnliche Gewichte angewendet werden.

Die vorstehend beschriebene Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung ermöglicht es, daß Erfassungszellenreihen zu einem CT-System ohne das Erfordernis signifikanter Software- und Hardwareänderungen bei bekannten Systemen hinzugefügt werden können. Außerdem verschlechtert eine derartige Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung mit dem vorstehend beschriebenen Gewichtungsverfahren die Gesamtbildqualität nicht merklich.

Aus der vorhergehenden Beschreibung verschiedener Ausführungsbeispiele ist ersichtlich, daß die Aufgabe der Erfindung gelöst wird. Obwohl die Erfindung ausführlich beschrieben ist, ist es selbstverständlich, daß dies nur der Veranschaulichung dient und nicht als Einschränkung verstanden werden kann. Beispielsweise ist das hier beschriebene CT-System ein System der dritten Generation, bei dem sich sowohl die Röntgenstrahlquelle als auch die Erfassungseinrichtung mit dem Faßlager drehen. Es können aber auch viele andere CT-Systeme, einschließlich Systeme der vierten Generation verwendet werden, bei denen die Erfassungseinrichtung eine stationäre Vollringerefassungseinrichtung ist, und sich lediglich die Röntgenstrahlquelle mit dem Faßlager dreht.

Vorstehend ist eine Kombination einer Zweifach- und Dreifach-Zellenkopplung beschrieben, die eine Inkompatibilität zwischen der Anzahl von Erfassungskanälen und der geringeren Anzahl von DAS-Kanälen ohne das Erfordernis signifikanter Hardware- und Softwareänderungen beseitigt. Gemäß einem Ausführungsbeispiel sind zumindest einige Erfassungszellen auf einer Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes in Paaren verdrahtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 2 mm-Kanälen auszubilden, und auf der anderen Seite der Erfassungseinrichtung außerhalb des Sichtfeldes sind zumindest einige Erfassungszellen miteinander verdrahtet, d. h. gekoppelt, um einen Satz von 3 mm-Kanälen auszubilden. Eine derartige Kopplung von Erfassungszellen vermeidet die Durchführung signifikanter Hardware- und Softwareänderungen bei bekannten Mehrschnitt-CT-Systemen.

#### Patentansprüche

1. Erfassungseinrichtung (18) für ein Computer-Tomographie-System (10) mit einer Vielzahl von Erfassungszellen (20),  
 einem ersten Satz von Erfassungszellen, der sich in einem Sichtfeld befindet,  
 einem zweiten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer ersten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest einige der Erfassungszellen in dem zweiten Satz N-fach gekoppelt sind, wobei N größer oder gleich eins ist, und  
 einem dritten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer zweiten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest einige der Erfassungszellen in dem dritten Satz M-fach gekoppelt sind, wobei M größer als N ist.
2. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei zumindest einige Erfassungszellen in dem dritten Satz N-fach gekoppelt sind.
3. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei N = 2 und M = 3.

4. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei  $N = 1$  und  $M = 2$ .
5. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei die Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr 1 mm aufweisen, und die N-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr N mm und die M-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr M mm aufweisen.
6. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei die Erfassungseinrichtung eine Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung ist. 5
7. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 6, wobei die Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung zwei Reihen von Erfassungszellen aufweist.
8. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 6, wobei die Mehrschnitt-Erfassungseinrichtung vier Reihen von Erfassungszellen aufweist. 10
9. Erfassungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei die Erfassungseinrichtung eine Einfach-Schnitt-Erfassungseinrichtung ist.
10. Computer-Tomographie-System (10) mit einer Erfassungseinrichtung (18) mit einer Vielzahl von Erfassungszellen (20), einem ersten Satz von Erfassungszellen, der sich in einem Sichtfeld befindet, einem zweiten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer ersten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest einige der Erfassungszellen in dem zweiten Satz N-fach gekoppelt sind, wobei N größer oder gleich eins ist, und einem dritten Satz von Erfassungszellen, der sich auf einer zweiten Seite des Sichtfeldes befindet, wobei zumindest einige der Erfassungszellen in dem dritten Satz M-fach gekoppelt sind, wobei M größer als N ist, und 15
- einem Datenerfassungssystem (32), das mit der Erfassungseinrichtung verbunden ist. 20
11. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, ferner mit einem mit dem Datenerfassungssystem verbundenen Prozessor (36), wobei der Prozessor Datenbeiträge von den M-fach gekoppelten Zellen untergewichtet und Datenbeiträge von den N-fach gekoppelten Zellen übergewichtet.
12. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, ferner mit einem mit dem Datenerfassungssystem verbundenen Prozessor, wobei der Prozessor einen Gewichtungsfaktor  $\alpha$  ( $0 \leq \alpha < 1$ ) bei den M-fach gekoppelten Zellen und einen Gewichtungsfaktor  $2-\alpha$  bei den N-fach gekoppelten Zellen anwendet. 25
13. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 12, wobei eine glatte Übergangszone zwischen dem Gewichtungsfaktor der N-fach gekoppelten Zellen und dem Gewichtungsfaktor der M-fach gekoppelten Zellen vorgesehen ist. 30
14. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 13, wobei für die Übergangszone zwischen den N-fach gekoppelten Zellen und dem M-fach gekoppelten Zellen ein Gewichtungsfaktor entsprechend

$$w(x) = 1 - (1 - \alpha) \left[ 3 \left( \frac{x}{\delta} \right)^2 - 2 \left( \frac{x}{\delta} \right)^3 \right] \quad 0 \leq x \leq \delta \quad 35$$

- angewendet wird, wobei  $\delta$  die Übergangsbreite ist, und x derart gewählt ist, daß an der N-M-Zellengrenze  $x = \delta$  gilt.
15. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, wobei die Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr 1 mm aufweisen, und die N-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr N mm und die M-fach gekoppelten Erfassungszellen eine Kanalbreite von ungefähr M mm aufweisen. 40
16. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, wobei die Erfassungseinrichtung ein Mehrschnitt-Array ist.
17. Computer-Tomographie-System nach Anspruch 10, wobei die Erfassungseinrichtung eine Einfach-Schnitt-Erfassungseinrichtung ist. 45

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---

50

55

60

65

- Leerseite -

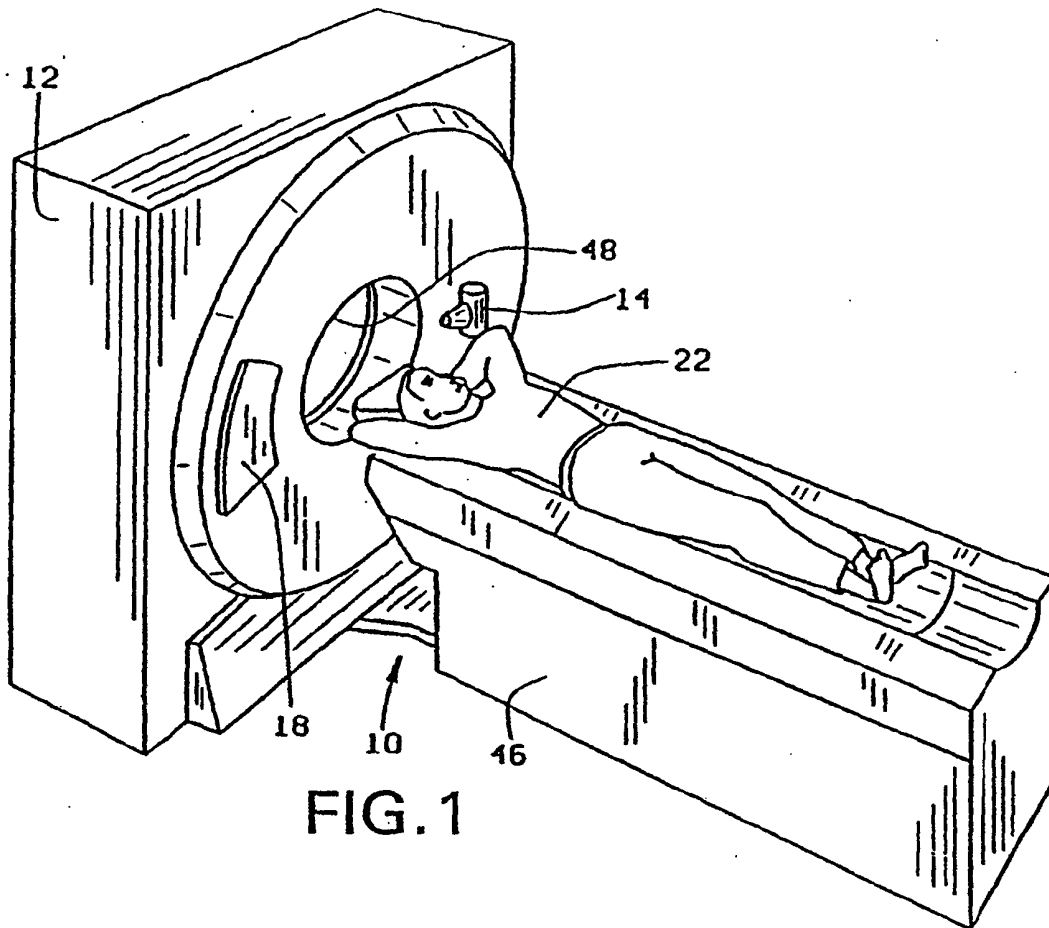


FIG. 1

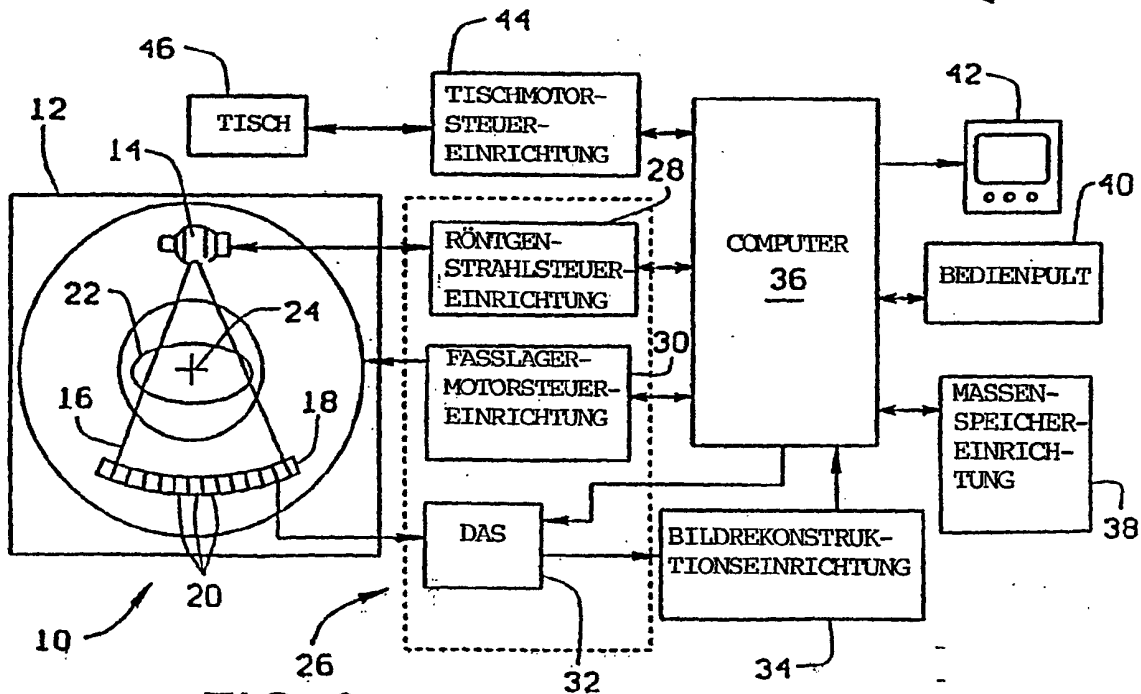


FIG. 2

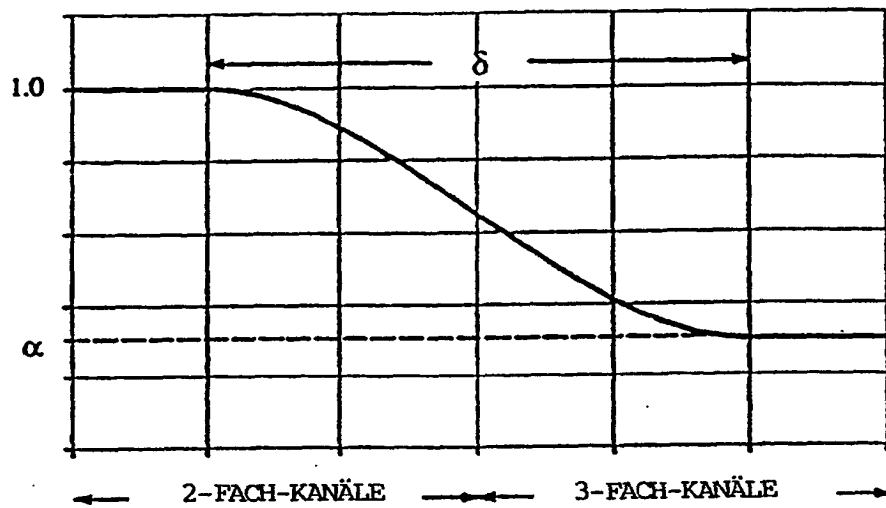


FIG.4

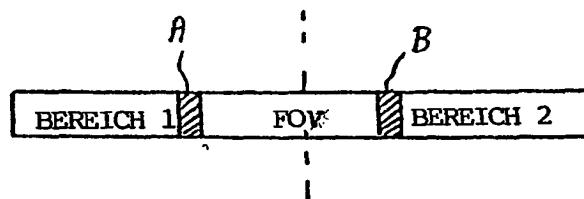


FIG.3